第 40 卷　第 5 期
2023 年 10 月

应　用　力　学　学　报
Chinese Journal of Applied Mechanics

Vol. 40 No. 5
Oct. 2023

文章编号:1000-4939(2023)05-1204-09

个体化足-鞋耦合有限元建模及在跖骨应力研究中的应用

宋杨[1,2,3],孙冬[1],岑炫震[1,2,3],BÍRÓ István[2,3],顾耀东[1]

(1. 宁波大学体育学院,315211 宁波;2. 欧布达大学机械工程学院,1034 布达佩斯 匈牙利;
3. 塞格德大学工程学院,6700 塞格德 匈牙利)

摘　要:探讨构建足-鞋三维复合有限元模型的方法,基于所建模型开展生物力学应用研究,为跑鞋设计优化及足部潜在损伤预防提供科学依据。基于足-鞋三维 CT 断层影像数据进行逆向重建,结合实验三维空间参数定义模型加载及边界条件,建立个体化足-鞋非完全接触有限元模型。细划足底和鞋底压力分区,与实验测试结果对比全方位验证模型的可靠性,并采用 Bland-Altman 分析、Pearson 相关性分析以及配对 T 检验进一步验证方法的一致性及有效性。应用模型模拟分析裸足/着鞋状态,不同鞋底材料刚度对人体静态站立工况下跖骨区应力的影响。结果如下:1) 除前足外,其他所有分区模拟与实验结果相对一致。进一步统计分析发现,两种方法有显著相关性($r=0.986$;$P<0.001$),所有压力差值点均处于 95% 一致性界限区间内,且数据无显著性差异($P=0.202$),表明方法的一致性和有效性均相对较好;2) 静态站立工况下应力主要分布在第二、三跖骨体,其中第三跖骨所受应力最大。与着鞋站立相比,裸足时跖骨区应力峰值明显上升;3) 随着鞋底材料刚度的增加,跖骨间应力峰值差异也逐渐增大,应力趋向集中于第二、三跖骨。基于上述研究结果,本研究得出以下结论:1) 前足模拟压力不足或与其纵向应变过大相关,后续研究应考虑优化约束条件;2) 裸足及鞋底刚度增加会导致跖骨应力异常变化,建议在进行裸足跑鞋或碳板跑鞋研发设计时,可考虑在前足跖骨区域添加缓冲结构,协助优化跖骨应力分布,降低潜在损伤风险。

关键词:有限元法;足-鞋耦合模型;生物力学;跑鞋;跖骨应力

中图分类号:G804.6　　**文献标志码**:A　　**DOI**:10.11776/j.issn.1000-4939.2023.05.027

Subject-specific finite element modelling of the foot-shoe complex and its application in metatarsal stress research

SONG Yang[1,2,3],SUN Dong[1],CEN Xuanzhen[1,2,3],BÍRÓ István[2,3],GU Yaodong[1]

(1. Faculty of Sports Science,Ningbo University,315211 Ningbo,China;2. Faculty of Mechanical and Safety Engineering,Óbuda University,1034 Budapest,Hungary;3. Faculty of Engineering,University of Szeged,6700 Szeged,Hungary)

收稿日期:2022-04-06　　**修回日期**:2022-05-25

基金项目:浙江省重点研发计划资助项目(No. 2021C03130);浙江省杰出青年科学基金资助项目(No. LR22A020002);浙江省哲学社会科学规划项目资助项目(No. 22NDQN223YB);宁波市公益类科技计划资助项目(No. 2021S134);宁波大学省属高校基本科研业务费项目资助项目(No. SJWY2022014)

通信作者:顾耀东,教授。E-mail:guyaodong@nbu.edu.cn

引用格式:宋杨,孙冬,岑炫震,等. 个体化足-鞋耦合有限元建模及在跖骨应力研究中的应用[J]. 应用力学学报,2023,40(5):1204-1212.
SONG Yang,SUN Dong,CEN Xuanzhen,et al. Subject-specific finite element modelling of the foot-shoe complex and its application in metatarsal stress research[J]. Chinese journal of applied mechanics,2023,40(5):1204-1212.

Abstract: To develop and validate a 3D comprehensive finite element (FE) coupled model of the foot-shoe complex for revealing their biomechanical interaction and providing scientific basis for running shoe design optimization and related foot injury prevention. The collected CT images were used for establishment of the subject-specific coupled FE model. Boundary and loading conditions were quantitatively defined through 3D gait measurement. Both plantar and shoe sole regions were further divided for model verification. The Bland-Altman plot, Pearson correlation analysis, and T test were used for the reliability and effectiveness analyses between methods. Based on the established model, the effects of barefoot/shoed conditions and shoe sole stiffness on metatarsal stress were further studied. Results are as follows: 1) The simulated peak pressure showed great consistency with the experimental data except for forefoot regions. Statistical analysis found that there was a significant correlation between the two methods ($r=0.986$; $P<0.001$), and that all the pressure difference points were scattered in the 95% limits of agreement, and the data had no significant difference ($P=0.202$), indicating a great agreement between the approaches. 2) The stress was mainly distributed at the 2nd and 3rd metatarsal bones, with the 3rd one being the most stressed, and it increased in most metatarsal bones while barefoot standing compared to shoed condition. 3) As the sole stiffness increased, the peak stress difference between the metatarsal bones increased, and the stress tended to concentrate on the 2nd and 3rd metatarsal bones. Conclusions are as follows: 1) The insufficient simulated forefoot pressure may be related to its excessive longitudinal strain, and subsequent research should consider further optimization of the constraints. 2) Barefoot and increased sole stiffness can lead to abnormal changes in metatarsal stress; thus in terms of running shoe design, it is suggested to consider adding a buffer structure at the metatarsal region for optimizing the metatarsal stress distribution and further reducing any potential injury risk.

Key words: finite element method; foot-shoe coupled model; biomechanics; running shoe; metatarsal stress

足部作为人体下肢与外界环境接触的始端，在日常运动中发挥着重要作用[1]。同时，足部也是运动过程中最常见的损伤部位之一[1-2]。鞋具作为足部的延伸，是运动过程中足部最直接、最有效的防护装备。随着材料和结构工程学的不断发展进步，运动鞋也从单一的足部防护工具逐步成为具备缓冲减震、能量回弹以及后跟控制等功能的综合运动装备[3]。一双功能优异的运动鞋不仅能够起到足部防护作用，还能够显著地提升运动表现。例如，前期研究表明，Nike Vaporfly 4% 跑鞋在提升马拉松跑者跑步经济性上的优异表现可能与其在材料和结构上的创新有一定关联[4-5]。关于运动鞋性能的优化升级一直以来都是相关研究的重要主题，其中“足-鞋-地”系统中的力学传递机制以及鞋底材料选取与缓冲回弹功效等问题是主要研究热点[1-3,6-7]。

鞋具功能的每一次优化升级都与生物力学研究息息相关，任何结构和技术上的突破创新也必然要遵循最基本的生物力学机理[3]。传统的生物力学研究方法虽然能够较为全面地探究鞋具相关特性对足部乃至下肢运动表现的影响[8-10]，但却无法进一步洞悉鞋具参数变化对足-鞋内部力学状态改变的影响，大大地限制了足部运动损伤内在机理的挖掘。随着有限元法在量化足部损伤疾病内在力学特征中的应用[11-14]，近年来众多专家学者也针对足-鞋交互作用的有限元模拟分析展开了一定探索[15-19]。然而，目前足-鞋模型的搭建主要是在足部模型的基础通过三维建模所得，并不能较为真实地还原运动鞋的功能结构。值得注意的是，部分研究在模拟过程中对模型进一步简化处理，仅聚焦于鞋底的作用而忽略了鞋面对足部运动功能影响的重要性。为解决上述问题，刘姣姣[20]应用三维扫描技术对着鞋状态的足部进行了逆向重建，但是其采用的足-鞋绑定耦合方式造成了鞋腔内部不规则的凹凸结构进而导致其模拟效果偏差较大。

基于前期探索，本研究的首要目的在于构建更为真实完整的个体化足-运动鞋三维摩擦耦合有限元模型。与此同时，现存的足-鞋模型多数仅采用足跟压力作为实测验证的单一参考指标，却忽略了足底其他区域以及鞋底区域压力变化的验证。本研究将对足底和鞋底区域展开进一步划分以更加全面地

验证模型的有效性。此外,本研究将应用模型模拟分析裸足/着鞋状态以及鞋底材料参数变化对人体静态站立工况下跖骨区域应力变化影响,旨在为后期的足-鞋生物力学研究奠定基础,为运动鞋功能验证提供可视化平台。

1　材料与方法

1.1　研究对象

本研究招募了 1 名男性业余跑者(年龄:27 岁;身高:175 cm;体质量 70 kg)作为实验受试者,其跑姿为后跟着地,有 5 年户外/室内跑台跑步经验,每周跑量约 25 km。受试者无任何下肢畸形或心血管疾病且测试前半年内无运动损伤。测试前,受试者详细了解了测试研究内容并自愿签署了知情同意书。本次测试获得了作者所在单位的科学伦理委员会批准。

1.2　有限元模型重建

本研究采用计算机断层扫描 CT 设备(Optima CT540,GE Healthcare,Chicago,USA)对受试者右足着鞋状态下进行横断面扫描,扫描前通过矫正支具使足踝关节处于正中位。将获得的 DICOM 格式影像数据导入 MIMIC 21.0 软件(Materialise,Leuven,Belgium)中进行足部骨骼、软组织以及运动鞋的三维几何逆向建模。在保证运动鞋整体轮廓及其各部位厚度的基础上,进一步手动删除足与鞋之间的噪音像素,实现足-鞋非完全接触,建立有内部腔隙的运动鞋模型。此外,为提升模拟运算效率,本研究对模型进行部分简化:第二至第五远端趾骨与其相应近端趾骨融合;运动袜与软组织融合;运动鞋分为鞋面和鞋底两部分[14,16]。通过 Geomagic Wrap 2017 软件(3D Systems,South Carolina,USA)对上述逆向建模获得的面模型进行表面光滑处理并导入 Solidworks 2020 软件(Dassault Systèmes,France)中做进一步实体化处理。

为实现足骨的相互连接和相对运动,根据足踝解剖结构对足部主要软骨、韧带以及足底筋膜进行逆向建模,其中软骨定义为实体模型而韧带和足底筋膜为线体模型。如图 1 所示,本研究的足部有限元模型共由 20 块足骨、20 块软骨、1 块软组织、66 条韧带以及 5 条足底筋膜组成。随后,将整体足-鞋实体模型导入 ANSYS Workbench 2021 软件(ANSYS,Inc.,Canonsburg,USA)的 Mechanical Model 模块进行网格划分。韧带和足底筋膜采用两节点线体单元模拟。除支撑板采用六面体单元外,其余实体模型均采用四面体单元进行网格处理。其中,软组织、运动鞋以及支撑板网格单元为 5 mm,骨骼为 3.5 mm,软骨为 2 mm,最终模型共计 358 322 个节点以及 208 225 个网格单元。

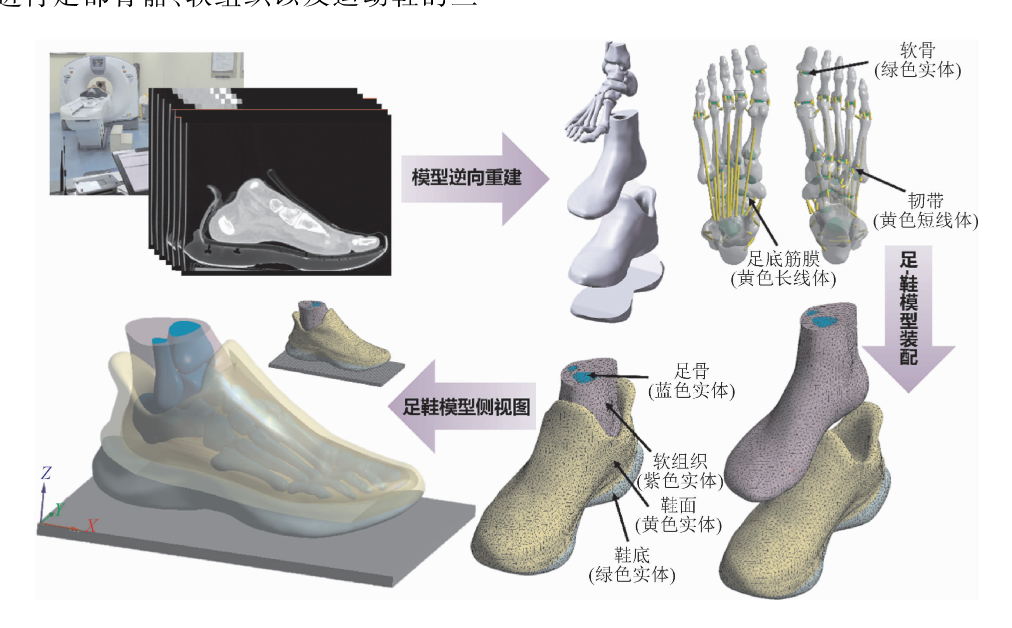


图 1　足-运动鞋三维复合有限元模型

Fig. 1　Three-dimensional finite element model of the foot and sports shoe complex

1.3　有限元模型材料属性

本研究足-鞋模型的所有组织模块均设定为单一各向同性的线弹性材料，并通过杨氏模量和泊松比来定义其材料属性。其中，根据皮质骨与松质骨所占体积比定义足骨的材料力学参数，软骨、韧带、软组织、运动鞋以及支撑板的材料参数也分别取自前期有限元研究中[13,15,19]，具体见表 1。此外，为进一步明确本研究所需鞋底材料参数并探究不同鞋底材料对跖骨区域应力的影响，其杨氏模量参数在现有基础上作 ±10%，±20% 处理，即 2.490(0%)、2.739(+10%)、2.241(−10%)、2.988(+20%)、1.992 MPa(−20%)。

表 1　足-运动鞋有限元模型材料参数

Tab. 1　Material properties assigned to each component in the foot-sports shoe finite element model

部位	杨氏模量 E/MPa	泊松比 ν	横截面积/mm^2	密度 ρ/($kg \cdot m^{-3}$)
鞋面	11.76	0.35	–	9 400
鞋底	2.49	0.35	–	2 300
骨骼	7 300	0.30	–	1 500
软骨	1	0.40	–	1 050
韧带	260	0.40	18.4	937
足底筋膜	350	0.40	58.6	937
软组织	1.15	0.49	–	937
支撑板	17 000	0.10	–	5 000

1.4　有限元模型加载及边界条件

鉴于模拟过程中足底压力的变化与足部在三维平面内的相对角度具有一定相关性[21]，本研究采用 8 摄像头的 VICON 三维动作捕捉系统(Vicon Metrics Ltd.,Oxford,UK)记录受试者静态站立时足部反光 Mark 点的位置参数，并通过足部刚体坐标系(XYZ)在空间坐标系上的投影向量进一步计算足部在空间矢状面和冠状面的朝向角($\alpha = -4.73°$;$\beta = -1.15°$)[22]。实验测试过程中要求受试者静态站立，双脚自然分开与肩同宽，脚尖朝前，目视前方。如图 2(a)所示，足跟骨下缘中心点定义为刚体坐标系原点，X 轴指向第一跖骨与第五趾骨连线中间点，Z 轴垂直于 X 轴并竖直向上，Y 轴垂直于 XZ 轴所在平面。该方法也将用于后期动态模拟过程中足部转动载荷边界条件的确定。AMTI 三维测力台(AMTI,Watertown,Massachusetts,USA)与 VICON 动作捕捉系统同步进行，用于采集受试者静态站立时垂直地面反作用力(343.00 N)，并根据力的等效互换原理将其施加在支撑板底面中心位置，方向垂直向上。前期研究显示，人体在双足静态平衡站立时，下肢小腿三头肌的作用力约为足部载荷的一半[13,23]。因此，本研究于跟骨节点处竖直向上以集中载荷的形式施加 171.50 N 的作用力用于模拟三头肌作用力。

模型边界条件设置如图 2(b)所示，其中软组织、胫骨以及腓骨的上表面设定为完全固定；支撑板设定为仅可上下移动，其他方向则被完全约束。软组织表面与鞋腔内以及鞋底与支撑板上表面之间均定义为摩擦接触，摩擦系数为 0.6[13,20,24-25]。

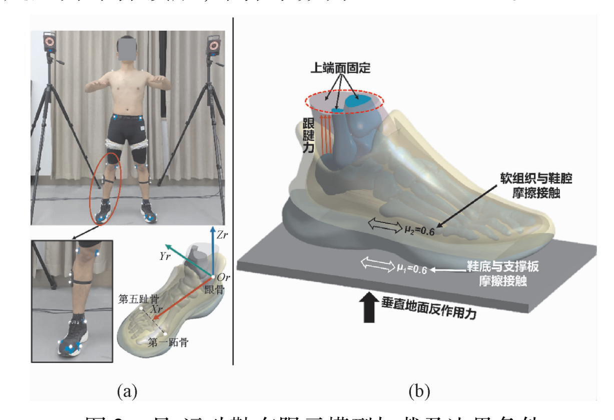


图 2　足-运动鞋有限元模型加载及边界条件

Fig. 2　The application of boundary and loading conditions for the foot-sports shoe finite element model

1.5　有限元模型验证

Pedar 鞋垫式压力传感系统和 Emed 压力平板(Novel GmbH,Munich,Germany)分别用于采集受试者静态站立时足底和鞋底的压力分布，测试频率均设定为 100 Hz 并经过实验室空载标定，将测量值与有限元模拟得到的压力云图进行对比分析，从而验证上述足-鞋有限元模型的有效性。其中，鞋垫根据足部解剖结构被分为前足内侧区、前足外侧区、中足区以及足跟区；鞋底根据其结构特征被分为前内侧区、前外侧区、后内侧区以及后外侧区，以更加全面地将有限元模拟值与实测值匹配验证。此外，本研究对实验测试和模拟分析的压力值进行数据一致性分析(Bland-Altman analysis)，相关性分析(Pearson correlation analysis)以及配对样本 T 检验(Pair-Samples T Test)，以进一步评估有限元模拟结果的可靠性和有效性。其中，采用 MedCalc19.7.2 软件(MedCalc,Ostend,Belgium)进行一致性分析，采用 SPSS17.0 软件(SPSS,Chicago,IL,United States)进行相关性及配对样本 T 检验分析；相关性系数定义

为|r|≤ 0.35 为弱相关,0.36 ≤|r|≤0.67 为中等相关,0.68≤|r|≤1.00 为强相关[25];显著性水平设定为 $P<0.05$。

2 研究结果

2.1 模型验证结果

如图 3 所示,通过对比有限元模拟和实验测试的压力云图发现,两种方法所测得的足底及鞋底压力分布基本相同。其中,足底压力集中于足跟区,其次为前足内侧、前足外侧以及中足区;鞋底压力集中于内侧区域,即前内侧区和后内侧区,其次为前外侧区和后外侧区。

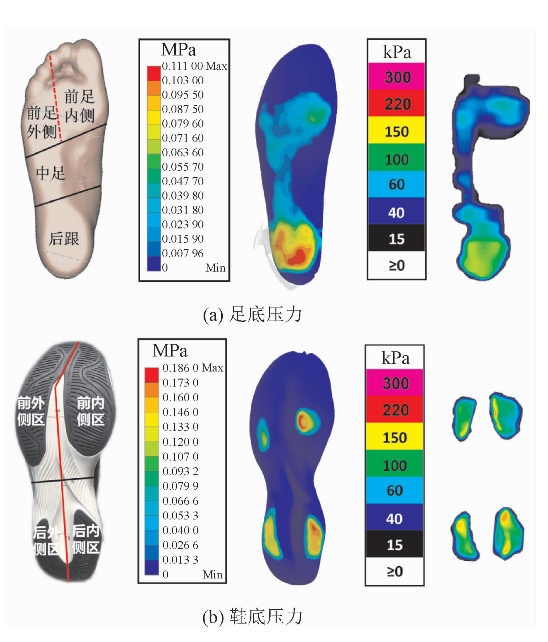


图 3 区域划分以及有限元模拟和实验测试压力云图对比

Fig. 3 The divided regions and comparison between predicted pressure distribution and the experimental pressure data

对比分析各区域压力峰值发现,足底中足区和后跟区有限元模拟结果与实验测试数据的相近度较好,且压力峰值的相对误差均小于 10%;然而,前足内外侧有限元模拟结果与实验测试数据的相近度相对较弱,其中前足内侧区的压力峰值相对误差为 −29.07%,前足外侧区的压力峰值相对误差为 −32.21%,最终足底压力峰值平均误差为 17.89%(表 2)。鞋底有限元模拟结果与实验测试数据如表 3 所示,综合相对误差和绝对误差结果发现,鞋底材料参数为 2.739 MPa(+10%)时模拟结果与实验测试数据的相近度最高。

表 2 有限元模拟和实验测试足底各分区压力峰值

Tab. 2 Predicted peak pressures and the experimental pressure data in each plantar region

名称	实验测试/MPa	有限元模拟/MPa	相对误差/%
足底			
前足内侧区	0.086	0.061	−29.07
前足外侧区	0.065	0.044	−32.21
中足区	0.047	0.043	−8.51
后跟区	0.113	0.111	−1.77
平均误差/%			$\sum_{i=1}^{4}\left\|P_i\right\|=17.89$

表 3 有限元模拟和实验测试鞋底各分区压力峰值

Tab. 3 Predicted peak pressures and the experimental pressure data in each sole region

名称	实验测试/MPa	有限元模拟/MPa	相对误差/%
鞋底 0%			
前内侧区	0.182	0.186	2.20
前外侧区	0.120	0.112	−6.67
后内侧区	0.189	0.173	−8.47
后外侧区	0.154	0.142	−7.79
平均误差/%			$\sum_{i=1}^{4}\left\|P_i\right\|=6.28$
鞋底 +10%			
前内侧区	0.182	0.198	8.79
前外侧区	0.120	0.117	−2.50
后内侧区	0.189	0.182	−3.70
后外侧区	0.154	0.150	−2.60
平均误差/%			$\sum_{i=1}^{4}\left\|P_i\right\|=4.39$
鞋底 −10%			
前内侧区	0.182	0.176	−3.30
前外侧区	0.120	0.108	−10.00
后内侧区	0.189	0.165	−12.70
后外侧区	0.154	0.136	−11.69
平均误差/%			$\sum_{i=1}^{4}\left\|P_i\right\|=9.42$
鞋底 +20%			
前内侧区	0.182	0.207	13.74
前外侧区	0.120	0.120	0.00
后内侧区	0.189	0.190	0.53
后外侧区	0.154	0.155	0.65
平均误差/%			$\sum_{i=1}^{4}\left\|P_i\right\|=3.73$
鞋底 −20%			
前内侧区	0.182	0.166	−8.79
前外侧区	0.120	0.104	−13.33
后内侧区	0.189	0.157	−16.93
后外侧区	0.154	0.131	−14.94
平均误差/%			$\sum_{i=1}^{4}\left\|P_i\right\|=13.49$

对实验测试和模拟分析的足底及鞋底压力峰值做进一步统计分析后发现，两种方法具有显著相关性($r=0.986$;$P<0.001$)，两种方法的压力差值平均值(0.006 Mpa)接近于0，所有压力差值点均处于95%置信区间(limits of agreement)范围内，且数据无显著性差异($P=0.202$)。上述结果表明本研究两种方法的一致性以及模拟仿真的有效性均较好。

2.2　跖骨应力结果

图4(a)~(b)所示为裸足和着鞋状态以及不同鞋底材料参数下跖骨应力分布云图。通过观察看出，静态站立工况下应力集中分布在第二、三跖骨体，其中第三跖骨所受的应力最大。与裸足状态下相比，着鞋站立时跖骨区应力峰值明显下降(2.876 MPa)，然而随着鞋底材料刚度的增加，跖骨区应力峰值也逐渐上升，但均小于裸足时应力峰值(5.096 MPa)。

此外，通过进一步分析各跖骨应力峰值发现(见表4，图4c)，与裸足状态下相比，着鞋站立时各跖骨应力峰值差异较小，然而随着鞋底材料刚度的增加，第一、四以及第五跖骨应力峰值逐渐下降，第二、三跖骨应力峰值逐渐上升，跖骨间应力峰值差异增大，应力趋向集中，但仍小于裸足时跖骨间应力峰值差异。

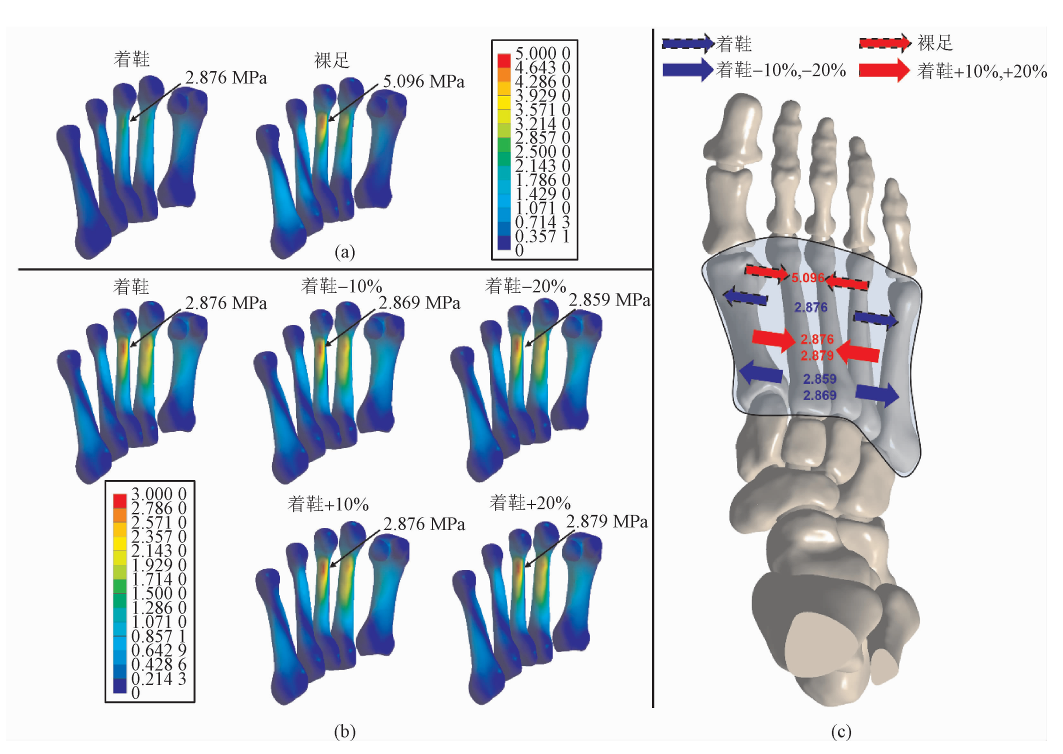


图4　裸足/着鞋状态下有限元模拟分析跖骨区等效应力峰值及其分布变化

Fig. 4　Predicted peak metatarsal von Mises stress and its distribution under barefoot or shoed situations

表4　裸足/着鞋状态下有限元分析各跖骨等效应力峰值

Tab. 4　Predicted peak von Mises stress of each metatarsal under barefoot or shoed situations

名称	裸足/MPa	着鞋+0%	着鞋-10%	着鞋+10%	着鞋-20%	着鞋+20%
第一跖骨	1.133	1.163	1.163	1.160	1.165	1.159
第二跖骨	3.720	2.543	2.536	2.543	2.529	2.547
第三跖骨	5.096	2.876	2.869	2.876	2.859	2.879
第四跖骨	3.080	1.332	1.349	1.317	1.369	1.302
第五跖骨	1.385	0.576	0.598	0.559	0.627	0.541

3　讨论与分析

足-鞋有限元模拟分析的价值在于它能够较为真实地揭示各种工况下足与鞋的生物力学相互作用，进而为鞋具材料性能测试、整体结构优化以及足部损伤预防提供科学依据[26-27]。本研究基于足-鞋实际CT扫描影像，对足部骨骼、组织以及运动鞋几何外形进行高度还原，通过三维建模软件对足部主要软骨、韧带以及足底筋膜进行优化模拟，结合运动生物力学三维空间参数对模型加载和边界条件进行

量化定义,实现了个体化足-运动鞋非完全接触三维复合有限元模型的构建。

模型验证是模型建立后最重要的步骤之一,通过将模拟计算值与实验测试值进行对比,分析两种方法的一致性,以期实现模拟仿真最大程度地接近现实运动特征。足跟区压力峰值是前期足部有限元模型验证最常用的参数指标[14,18]。本研究模拟足跟区压力峰值与实验测量值基本一致,相对误差仅为 -1.77%,初步表明该模型有效性较好。然而,通过对足底和鞋底压力区域做进一步划分验证发现,尽管鞋底各区域以及足底中足和后足区相对误差均较小,前足内外侧模拟和测试压力值的差异却相对较大,通过分析推测其主要原因如下。其一,本研究采用 ANSYS 静力结构进行有限元模拟分析,固定胫腓骨及软组织上表面,通过在支撑板底面施加反向作用载荷挤压足-鞋模型进而模拟静态站立工况。然而,模拟过程中前足部位出现的纵向应变可能间接抵消了该区域的部分载荷,进而降低了模拟的足底压力。后期研究在通过静力结构模拟足部静态站立工况时应考虑在前足区上表面添加约束条件以降低压力误差。其二,本研究旨在建立非完全接触足-鞋有限元模型,因此建模过程手动删除的足与鞋腔之间的噪声像素过多可能会增大内部腔隙,导致内部接触存在不足并降低了模拟的足底压力。最后,基于前期相关研究结论,本研究在模拟时仅考虑小腿三头肌的作用力,而忽略了其他足部肌群的影响[13,23]。然而,可以预见,跟骨结节处集中载荷的增大能够帮助减少前足的纵向应变,进而降低此区域的压力误差。尽管如此,本研究采用数据一致性分析,相关性分析以及配对样本 T 检验进一步综合验证了该足-鞋模型有限元模拟结果的可靠性和有效性。

跖骨作为中前足的主要组成部分之一,对于足部的应力传导以及承重缓冲有着至关重要的作用[1]。近年来,裸足跑步运动不断兴起。与着鞋跑相比,裸足跑最大的特点在于其“回归自然”的前掌落地跑步姿态。跑步落地方式的转变能够有效地降低裸足跑过程中地面的冲击波进而减少了跑步对下肢及足部的损伤[2,28-32]。然而,前脚掌着地的跑步姿态或将显著加剧着地过程中前足跖骨关节的应力,潜在增加该区域损伤的风险[11,33-34]。MORALES-ORCAJO 等[33]针对裸足状态下不同着地方式对足部应力分布的影响展开了有限元模拟分析,研究结果证实了前脚掌着地方式将显著增加跖骨区应力。李蜀东等[11]针对裸足状态下足前掌在不同着地角度下跖骨区应力变化的有限元模拟分析进一步表明,随着前掌着地角度增大其跖骨关节应力集中现象将越发明显,跖骨应力骨折风险也将越大。本研究结果表明,即使在静态站立工况下,裸足的外侧跖骨应力(第三至第五跖骨)也高达着鞋状态下的 2 倍。换言之,通过鞋底的缓冲作用,运动鞋能够在一定程度上有效降低跖骨应力,潜在降低其损伤风险。

目前专业跑鞋鞋底多采用全掌碳板结构增加其抗弯刚度,旨在进一步提高其鞋底回弹效率,进而提升跑步经济性[7,35-36]。然而,本研究发现随着鞋底材料刚度的增加,第二、三跖骨应力峰值逐渐上升而第一、四以及第五跖骨应力峰值逐渐下降,跖骨区域应力趋向集中。本团队前期针对猫科动物足掌的缓震特性也展开了有限元模拟分析,研究结果发现猫的足垫能够帮助优化其趾骨区的应力分布,避免过多的应力集中[37-38]。基于此,本研究认为在进行跑鞋设计研发时可考虑在前足跖骨区域添加“仿生足垫”结构进而优化跖骨应力分布,或可协助降低由于长时间重复载荷刺激而引发的跖骨损伤的潜在可能性。然而,需要考虑的一点是,目前本研究仅对静态站立工况下的足-鞋相互作用进行了探究,下一步应将细化该足-鞋模型,完善足部肌肉载荷,对不同鞋底厚度、不同跑速以及裸足/着鞋跑步条件下前掌着地时跖骨应力变化进行有限元模拟分析,进一步验证论点并为跑鞋设计优化及跖骨损伤预防提供精确指导。

4 结 论

本研究基于个体化骨骼组织参数及步态特征,成功构建足-运动鞋非完全接触三维复合有限元模型,并以此对静态站立工况进行模拟仿真,探索不同条件下跑鞋对跖骨区域应力变化的影响。基于研究结果,提出建议如下。

1) 模型验证时前足模拟压力不足可能与其纵向应变过大有关,后续研究应考虑进一步优化约束条件。

2)裸足及鞋底刚度增加会导致跖骨应力异常变化,建议未来在进行裸足跑鞋及碳板跑鞋设计研发时,可考虑在前足跖骨区域适当添加缓冲结构,使得跑步着地时跖骨应力分布更加均匀,或可降低潜在

的应力性损伤风险。

参考文献：

[1] 顾耀东. 运动生物力学在足部的研究与应用[M]. 北京：科学出版社,2020：1-251.

[2] 郝琦,李建设,顾耀东. 裸足与着鞋下跑步生物力学及损伤特征的研究现状[J]. 体育科学,2012,32(7)：91-96.
HAO Qi,LI Jianshe,GU Yaodong. Research trend of running biomechanics and injury characteristic between shoed and unshoed condition[J]. China sport science,2012,32(7)：91-96(in Chinese).

[3] 李建设,顾耀东,陆毅琛,等. 运动鞋核心技术的生物力学研究[J]. 体育科学,2009,29(5)：40-49.
LI Jianshe,GU Yaodong,LU Yichen,et al. Biomechanical research on sports shoe's core technology[J]. China sport science,2009,29(5)：40-49(in Chinese).

[4] NIGG B M,CIGOJA S,NIGG S R. Teeter-totter effect：A new mechanism to understand shoe-related improvements in long-distance running[J]. British journal of sports medicine,2021,55(9)：462-463.

[5] NIGG B M,CIGOJA S,NIGG S R. Effects of running shoe construction on performance in long distance running[J]. Footwear science,2020,12(3)：133-138.

[6] 顾耀东,孙冬,梅齐昌. 大数据和人工智能背景下运动鞋生物力学研发思路及启示[J]. 上海体育学院学报,2021,45(2)：64.
GU Yaodong,SUN Dong,MEI Qichang. The idea and enlightenment of biomechanics research and development of sports shoes under the background of big data and artifical intelligence[J]. Journal of Shanghai University of Sport,2021,45(2)：64(in Chinese).

[7] 孙冬,宋杨,岑炫震,等. 跑鞋抗弯刚度调整对下肢运动生物力学表现的影响研究[C]//第十三届全国生物力学学术会议论文摘要汇编. 贵阳：[出版者不详],2021：119.

[8] JIANG X Y,ZHOU H Y,QUAN W J,et al. Ground reaction force differences between bionic shoes and neutral running shoes in recreational male runners before and after a 5 km run[J]. International journal of environmental research and public health,2021,18(18)：9787.

[9] 孙冬,FEKETE G,顾耀东,等. 鞋钉构造对专业足球运动员在不同草坪条件下的生物力学表现分析[J]. 中国体育科技,2018,54(1)：71-79.
SUN Dong,FEKETE G,GU Yaodong,et al. Biomechanical analysis of soccer players on different turf conditions with different studded soccer shoes[J]. China sport science and technology,2018,54(1)：71-79(in Chinese).

[10] 孙冬,宋杨,岑炫震,等. 基于计算机视觉的运动动作无标记识别技术研究进展[J]. 上海体育学院学报,2021,45(9)：70-85.
SUN Dong,SONG Yang,CEN Xuanzhen,et al. Research progress of computer vision-based markerless sports motion capture technology[J]. Journal of Shanghai University of Sport,2021,45(9)：70-85(in Chinese).

[11] 李蜀东,顾耀东. 足前掌在不同着地角度下跖骨应力状态的有限元研究[J]. 体育科学,2018,38(3)：67-72.
LI Shudong,GU Yaodong. A finite element study of the stress on metatarsals during forefoot strike at different angles[J]. China sport science,2018,38(3)：67-72(in Chinese).

[12] 顾耀东,李建设. 有限元分析在步态生物力学研究中的应用进展[J]. 北京体育大学学报,2007,30(8)：1080-1082.
GU Yaodong,LI Jianshe. The application of finite element analysis in gait biomechanical[J]. Journal of Beijing Sport University,2007,30(8)：1080-1082(in Chinese).

[13] ZHANG Y,AWREJCEWICZ J,SZYMANOWSKA O,et al. Effects of severe hallux valgus on metatarsal stress and the metatarsophalangeal loading during balanced standing：A finite element analysis[J]. Computers in biology and medicine,2018,97：1-7.

[14] ZHANG Y,AWREJCEWICZ J,BAKER J S,et al. Cartilage stiffness effect on foot biomechanics of Chinese bound foot：A finite element analysis[J]. Frontiers in physiology,2018,9：1434.

[15] LI Y H,LEONG K,GU Y D. Construction and finite element analysis of a coupled finite element model of foot and barefoot running footwear[J]. Proceedings of the institution of mechanical engineers,part p：Journal of sports engineering and technology,2019,233(1)：101-109.

[16] YU J,CHEUNG J T M,WONG D W C,et al. Biomechanical simulation of high-heeled shoe donning and walking[J]. Journal of biomechanics,2013,46(12)：2067-2074.

[17] ISHII H,SAKURAI Y,MARUYAMA T. Effect of soccer shoe upper on ball behaviour in curve kicks[J]. Scientific reports,2014,4(1)：6067.

[18] QIU T X,TEO E C,YAN Y B,et al. Finite element modeling of a 3D coupled foot-boot model[J]. Medical engineering & physics,2011,33(10)：1228-1233.

[19] CHO J R,PARK S B,RYU S H,et al. Landing impact analysis of sports shoes using 3-D coupled foot-shoe finite element model[J]. Journal of mechanical science and technology,2009,23(10)：2583-2591.

[20] 刘姣姣. 足-鞋有限元模型的建立及在足底筋膜研究中的应用[D]. 北京：北京体育大学,2019.

[21] AKRAMI M,QIAN Z H,ZOU Z M,et al. Subject-specific finite element modelling of the human foot complex during walking：Sensitivity analysis of material properties,boundary and loading conditions[J]. Biomechanics and modeling in mechanobiology,2018,17

(2):559-576.

[22] REN L,JONES R K,HOWARD D. Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics[J]. Journal of biomechanics,2008,41(12):2750-2759.

[23] SUN D,FEKETE G,BAKER J S,et al. A pilot study of musculoskeletal abnormalities in patients in recovery from a unilateral rupture-repaired Achilles tendon[J]. International journal of environmental research and public health,2020,17(13):4642.

[24] CHEN T L W,WONG D W C,WANG Y,et al. Foot arch deformation and plantar fascia loading during running with rearfoot strike and forefoot strike:A dynamic finite element analysis[J]. Journal of biomechanics,2019,83:260-272.

[25] PENG Y H,WONG D W C,CHEN T L W,et al. Influence of arch support heights on the internal foot mechanics of flatfoot during walking:A muscle-driven finite element analysis[J]. Computers in biology and medicine,2021,132:104355.

[26] CHEUNG J T M,YU J,WONG D W C,et al. Current methods in computer-aided engineering for footwear design[J]. Footwear science,2009,1(1):31-46.

[27] BEHFOROOTAN S,CHATZISTERGOS P,NAEMI R,et al. Finite element modelling of the foot for clinical application:A systematic review[J]. Medical engineering & physics,2017,39:1-11.

[28] 顾耀东,孙冬,FEKETE G,等."裸足"运动方式对下肢生物力学功能调整的研究进展[J].中国体育科技,2019,55(1):61-74.
GU Yaodong,SUN Dong,FEKETE G,et al. Review on the research of barefoot locomotion for alterations of lower extremity biomechanical functions[J]. China sport science and technology,2019,55(1):61-74(in Chinese).

[29] HALL J P L,BARTON C,JONES P R,et al. The biomechanical differences between barefoot and shoed distance running:A systematic review and preliminary meta-analysis[J]. Sports medicine,2013,43(12):1335-1353.

[30] 王俊清,张希妮,罗震,等.步频再训练对跑步时下肢冲击的生物力学影响研究[J].应用力学学报,2020,37(5):2167-2175.
WANG Junqing,ZHANG Xini,LUO Zhen,et al. The influence of cadence retraining on impact forces and lower extremity biomechanics during running[J]. Chinese journal of applied mechanics,2020,37(5):2167-2175(in Chinese).

[31] 肖松林,孙晓乐,杨洋,等.跑鞋与触地模式的生物力学及其与损伤关系研究进展[J].应用力学学报,2022,39(2):201-208.
XIAO Songlin,SUN Xiaole,YANG Yang,et al. Progress in research on biomechanics of footwear and foot strike patterns and its relationship with running injuries[J]. Chinese journal of applied mechanics,2022,39(2):201-208(in Chinese).

[32] DEMPSTER J,DUTHEIL F,UGBOLUE U C. The prevalence of lower extremity injuries in running and associated risk factors:a systematic review[J]. Physical activity and health,2021,5(1):133-145.

[33] MORALES-ORCAJO E,BECERRO DE BENGOA VALLEJO R,LOSA IGLESIAS M,et al. Foot internal stress distribution during impact in barefoot running as function of the strike pattern[J]. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering,2018,21(7):471-478.

[34] GU Y D,REN X J,LI J S,et al. Computer simulation of stress distribution in the metatarsals at different inversion landing angles Using the finite element method[J]. International orthopaedics,2010,34(5):669-676.

[35] FU F Q,LEVADNYI I,WANG J Y,et al. Effect of the construction of carbon fiber plate insert to midsole on running performance[J]. Materials,2021,14(18):5156.

[36] 叶靖怡,陈海荣,宋杨,等.跑鞋纵向抗弯刚度调整对青少年下肢生物力学影响的研究[J].应用力学学报,2022,39(2):209-217.
YE Jingyi,CHEN Hairong,SONG Yang,et al. Effects of running shoes' increased longitudinal bending stiffness on lower limb biomechanics of adolescent runners[J]. Chinese journal of applied mechanics,2022,39(2):209-217(in Chinese).

[37] WANG M Z,SONG Y,BAKER J S,et al. The biomechanical characteristics of a feline distal forelimb:A finite element analysis study[J]. Computers in biology and medicine,2021,129:104174.

[38] XU D T,ZHOU H Y,JIANG X Y,et al. New insights for the design of bionic robots:Adaptive motion adjustment strategies during feline landings[J]. Frontiers in veterinary science,2022,9:836043.

(编辑 史淑英)